

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平6-501177

第1部門第2区分

(43)公表日 平成6年(1994)2月10日

(51)Int.Cl.⁵
A 61 N 1/365識別記号
8718-4C

F I

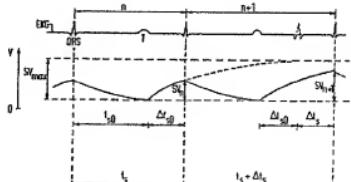
(21)出願番号 特願平3-515943
 (22)出願日 平成3年(1991)10月4日
 (25)翻訳文提出日 平成5年(1993)4月5日
 (26)国際出願番号 PCT/EP91/01897
 (27)国際公開番号 WO92/05836
 (28)国際公開日 平成4年(1992)4月16日
 (31)優先権主張番号 P 4 0 3 1 4 5 0 . 2
 (32)優先日 1990年10月4日
 (33)優先権主張国 ドイツ (DE)
 (34)指定国 EP (AT, BE, CH, DE,
 DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, NL, SE,
 JP, US)

(71)出願人 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 2 ヴィッテルスバッハ-プラッツ 2
 (72)発明者 ハインツ, ローラント
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 80 ジンバッハ シュトラーセ 5
 (74)代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54)【発明の名称】 心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートベースメーカー

(57)【要約】

本発明は、心臓活動の測定パラメータ (M) を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートベースメーカーに関する。障害信号がなく、ハートベースメーカーの生理学的機能の評価に使用することのできる測定パラメータを検出するためにこの装置には、先行する心周期 (n) に比較して心周期 (n+1) の周波数 (f) ないし持続時間 (t s) の変化が一度または個々に発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ (M) の変化の程度を周波数変化 (Δf) の程度に依存して評価する回路手段が設けられている。



特表平6-501177 (2)

説明の範囲

1. 心臓活動の測定パラメータ (M) を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートベースメータにおいて、

先づする心臓周 (n) に比較して心臓周 ($n+1$) の周波数 (f) ないし持続時間 (t) の変化が一度または常に発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ (M) の変化の程度を周波数変化 (Δf) の程度に依存して評価する因縁手段が設けられていることを特徴とする装置。

2. 测定パラメータ (M) の変化の程度として、2つの周波数変換する測定サイクル ($n, n+1$) において検出された測定値 (M_n) と (M_{n+1}) の差 (ΔM) が検出される請求の範囲第1項記載の装置。

3. 周波数制御ユニット (2) により制御される周波数変換の所定変化 (Δf) によって実現されるパラメータ変化 (ΔM) が評価される請求の範囲第1項記載の装置。

4. 評価のために、僅々異なるバルス周波数変化 (Δt_1) および (Δt_2) に依存して測定された2つの測定パラメータ変化 (ΔM_1) と (ΔM_2) の間が計算される請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項記載の装置。

5. 費用が一定の際の比較的長い時間間隔にわた

10. 費用が同じ間の周波数依存測定パラメータおよび負荷依存測定パラメータの測定時間の差が、負荷変化後の測定パラメータの中程度の相違の変化と比較され、当該パラメータの周波数依存性および負荷依存性を分離するために使用される請求の範囲第1項または第2項記載の装置。

って一定である個々の基本周波数 (f_1, f_2, \dots) において測定の操作を実行し、当該操作を周波数に適用して記録する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

6. 費用に依存する測定パラメータの変化の度を、場合により周波数に依存する周波数と比較することにより測定周波数の差等を利用して測定の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

7. 一括出量に依存する測定値 (M) の差 (ΔM) を、周波数変化 (Δf) の値が上昇する場合、最大測定周波数変化 (ΔM_{max}) が $\Delta f = 1 / \Delta t_{max}$ の値に検出されるよう実現する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

8. 2つの基本周波数 (f_1) と (f_2) は異なるが、しかし費用は同じ場合での2つの最大測定周波数変化の差が、周波数 (f) での値 (ΔM_{max}) に適用して、 $\Delta M / (\Delta f + \Delta f)$ と比較され、比較値が周波数制御の伝感力学的最適化に使用される請求の範囲第6項記載の装置。

9. 同じ基本周波数で一括出量依存測定パラメータの、測定時間の異なる変化の間で当該周波数に対しても記録されている請求の範囲第1項記載の装置。

10. 心臓の有効作用周波数が周期性検出のために分析される請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

明細書

心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートベースメータ

本発明は、心臓活動の測定パラメータを検出するための測定装置を有する装置、例えばハートベースメータに關する。

本発明は、心臓活動の測定パラメータを検出するための測定装置を有する装置、例えばハートベースメータに關する。

本発明は、測定装置出願W059/06990には、どのように利便周波数を周密的に交番し、心臓活動管理に比例する測定パラメータを同時に検出し、相応の反応を行うことにより、周波数制御の伝感力学的最適化が可能であるかが記載されている。しかしこの測定法で重要なことは、測定の時間間隔にわたって周波数変化を行うことである。この時間間隔は心臓活動の反応だけでなく、心臓活動制御系全体の反応を引き起こし、この反応は利便周波数の周波数領域の最適化のための前駆条件である。

EP-A-0 255 899から公知のハートベースメータでは、利便周波数が固定周波数に依存して、利便周波数の設定量として初期される。その際、特性値調整部が日本から伝感力学的最適化法を行われる。これは各体の負荷程度が一定の場合に、測定された周波数移行時間が最も短くなるまで利便周波数を高めるかまたは低下することにより行われる。その際、このよ

うにして開示された周波数変動はそれぞれの負荷程度に対する過剰的なものであるとはみなされる。この手筋でも重要なことは、周波数変動を求める際の周波数変動化が心臓筋の反応だけではなく、心臓血管網系全体の反応を惹起することである。その際、この反応は到底周波数の過剰化のための負担条件である。

E-P-A-0140472によれば、前述周波数の影響を心臓の吐出量の変化に保存して行うことが提案されている。この変化はインビーダンス測定により検出される。しかしここには、インビーダンス信号から得られる測定値により吐出量を定常測定できることは示唆されていない。そのほか、固定されたインビーダンス信号の値と負荷度との間の相関係の個人差をどのように被覆し得るかは記載されていない。

D-E-A-3533557には、周波数変動を吐出量に比例する測定値により削除する方法が記載されている。周波数変動の測定値吐出量の間の関係としてもちろん次のように求められる。すなわち、最大負荷の際に周波数を周波数吐出量の値が最大になるように調整するのである。この手筋の欠点は、最大負荷位置を第2の測定パラメータとして検出するかまたは外筋から入力しなければならないことである。またそこには、インビーダンス信号の障害に対する抵抗性をどのように検査するかは記載されておらず、使いこの様の方法は実際に適用されていない。

その際測定の場合は、測定値変動 ΔM の所要の変化により起きた測定値変動 ΔM を分析する。

測定パラメータ M と周波数変動 ΔM の程度との依存関係を生理学的に正確に定義することができれば、周波数変動 ΔM に依存しないすべての障害の信号成分を、典型的の簡単な評価法（例えば正規形、規則形、および平均値形態）に従い周波数変動化に適した評価を用いて検査することができる。

このようにして例えば次の生理学的事実を利用することができます。すなわち、2つの心臓パルス間のバルス間隔 Δt の相違または最高によるバルス周波数の変化がこの心臓の状況に対する信号を判断し、これにより他の心臓ルート中の吸収時間吐出時間の経過を判断するという事実が利用される。

周波数変動化に適する信号評価法を、例えば心内インビーダンス測定（これを利用することは従来、この測定法の障害抵抗性が高いためのうまくいかなかった）の分析の際に適用すれば、吐出量の変化を障害なしに検査することができ、算出された信号を用いて周波数変動を負荷依存して測定することができ、および/または測定値変動を直角力学的に過剰化することができ、および/または無効化を実行することができる。

本発明は从つ、即ちに落とす詳解に説明する。

図1は、周波数を変化させた際の心臓回路および周囲の心臓血管の経路を示す略図。

本発明の原理は、特にハートベースメータと関連して、心臓活動の周波数パラメータをこのパラメータに障害信号のないよう検出し、心臓筋の生理学的所要、例えば心臓血管の変化の検出に使用することができるように構成することである。

この原理は周波数の範囲に記載された構成により解決される。

従来のベースメータ技術で使用されていたバッジ型周波数変動、例えば周波数変動はそれ自体、本発明ではアクティブ周波数変動法が、ドリフト、周波数変化、周波数変動および多変数法の影響を修正するために適用される。その直接的には、通常すべて周波数のみの所要の変動により、時間的基準に従い、引き続き測定した際に得られるない信号成分が減算除去されるのである。ベースメータの機能はそのための周波数の条件を操作する。なぜなら、心臓活動のすべての測定パラメータは心臓の周波数に依存し、使い得るパラメータにより所要の変動が可測だからである。

本発明の技術思想ではこの事実を次のように利用する。すなわち、心臓ルート中の測定パラメータ M の信号経路を実行する心臓の周波数 ΔM ないし特異周波 Δt に依存して分析し、 Δt が ΔM だけ、ないし Δt が ΔM だけ変化した際には、測定値 M （ Δt ）と M （ ΔM ）の間の測定値変動 ΔM を、2つの心臓間の周波数変化 Δt ないし ΔM の程度に依存して算出するのである。

図2は、周波数変動によって負荷に依存する測定パラメータを後出しし、ハートベースメータの周波数測定に利用するハートベースメータのプロック図図。

図3は、通常の心臓の吐出量の経路を、確実なる負荷依存において吐出量周波数に依存して示す略図、図4は、周波数変動を心臓力学的に過剰化したハートベースメータのプロック図図。

図5は、心臓の周波数変動を算出するための手段を有するハートベースメータのプロック図図である。

図1は、上部に心電図ECGの信号経路が2つの測定装置する心臓ルート Δt にわたって示されており、その下には心臓の2つの心室の名様Vの所要の経路が示されている。心室名様Vの経路はここでは直角的に変化する心室筋膜により直角化して示してある。心周期 Δt を開始するQRS群がECGに発生する際に、吸収相が開始する。吸収相では心臓がより緊張し、引き続き心室を吸収する。その吸収相は心室から排出される。吸収相の長さはここでは Δt により示されている。ECGのT波は其の時に吸収相が開始する。この吸収相では心筋は弛緩し、引き続き心室筋膜が直角的に弛緩して増大する際に再び充血する。後続の心筋により終了する心筋相の長さは Δt により示されている。使い、 Δt の付された心室筋膜の名様 Δt により示されている。使い、 Δt の付された心室筋膜の名様 Δt により示されている。

図6は、心臓に及ぼす影響に説明する。

図7は、周波数を変化させた際の心臓回路および周囲の心臓血管の経路を示す略図。

特表平6-501177(4)

があててはまる。

最初の心房期 n の吐出量 ΔSV_n は、図1に示すように近似的に次式により表される。

$$\Delta SV_n = SV_{max} \cdot (1 - \exp(-Atso/T))$$

ここで $\Delta SV_{max} \cdot x$ は患者の所定の負荷に基づき、心房期の最大持続時間の x 倍に化じる吐出量であり、 T は持続時間の心房期 V の上昇に対する持定期である。この持定期は心房の収縮性に依存する。吐出量 ΔSV_n に対する上式には2つのパラメータがある。すなわち、 $SV_{max} \cdot x$ と T である。これらのパラメータは心房の収縮性の変化により、患者の物的および心的負荷に依存して変化する。基本的にはまた、吐出量 ΔSV の測定技術の変化により、例えば心房収縮における電気的の範囲インピーダンスの変化 ΔZ を測定することにより、患者の負荷状態を抽出し、ハートベースメーカーの回路は通常技術を利用してすることもできる。その際は、インピーダンスの変動 ΔZ は吐出量 ΔSV に比例することが前提とされる。特に吐出量に依存する所定パラメータ、すなわちここではインピーダンス信号は多数の荷重の影響、例えば患者の呼吸活動、運動アーティファクト、ドリフト変動、吸収・蓄積変化および心房収縮変化の影響を受ける。これらの影響は心房収縮には無関係しない。これらの影響の影響を排除するために、以下に示すように、固定パラメータが順次変換する心房期 n と $n+1$ の持続時間の変化に依存して評価される。

図1に示すように、心房期 $n+1$ の持続時間は先行する心房期 n に対して Δt とだけ変換されている。そのため収縮持続時間が変化しない場合は、第2の心房期 $n+1$ の吐出量 ΔSV_{n+1} は

$$\Delta SV_{n+1} = SV_{max} \cdot (1 - \exp(-Atso + \Delta t)/T)$$

により得られる。

これにより、吐出量 ΔSV の変化 ΔSV (+)は、承認済する心房の開閉が Δt と Δt だけ拡大していることに基づき、

$$\Delta SV(+) = \Delta SV_n + \Delta t \cdot SV$$

$$= SV_{max} \cdot \exp(-Atso/T) \cdot (1 - \exp(-Atso/T))$$

により得られる。

心房期持続時間が減少する場合、すなわち2つの心房期の開閉が Δt と Δt だけ変化する場合には、相応に吐出量 ΔSV の変化 ΔSV (-)は

$$\Delta SV(-) = SV_{max} \cdot \exp(-Atso/T) \cdot (1 - \exp(-Atso/T))$$

により得られる。

既に2つの吐出量変化の比は

$$\Delta SV(+) / \Delta SV(-) = \exp(-Atso/T)$$

により得られ、既に負荷に依存する所定値 T が荷重のある ΔSV を Δt なしで得られる。

図2はハートベースメーカーのプロック図図を示す。このベースメーカーでは上に説明した負荷に依存する測

定パラメータの抽出が前記所定の割合に利用される。ハートベースメーカーは四重パルス発生器1を有する。四重パルス発生器の出力端子2は荷重可変性スイッチ3と電極端子4を介して、患者5の心臓5に記録された電極5と接続されている。四重パルス発生器1の第2の出力端子7はハートベースメーカーのここに組み込まれたケーシングと接続されている。ケーシングは基板電極として用いられる。四重パルス発生器1は制御端子8を介してハートベースメーカー制御部9と接続されている。制御部は四重パルスの出力を起動する。心拍出端子10は制御された四重パルスの出力を抽出するための端子である。電極5とハートベースメーカーケーシングとの間で、第1入力端子11が四重パルス発生器1の出力端子2と、第2入力端子12がハートベースメーカーケーシングに接続されている。心拍出端子11の出力端子は荷重端子3を介してハートベースメーカー制御部9と接続されている。電極端子4は別の荷重可変性スイッチ14を介して測定パラメータ抽出端子16の第1入力端子15と接続されている。この測定パラメータ抽出端子は図示の実験例では固定パラメータとして電極5とハートベースメーカーケーシングとの間の底座インピーダンスを抽出する。ハートベースメーカーケーシングにはそのため、測定パラメータ抽出端子16の第2入力端子17が接続されている。固定パラメータ抽出端子16は荷重端子3を

介して心筋候出器10と、さらには出力端子接続端子18を介してハートベースメーカー制御部9と接続されている。荷重可変性スイッチ3と14は一方では四重パルス発生器1と心拍出端子10を、他方では固定パラメータ抽出端子16を接続するため用いられる。図示に実験例では、電極5とハートベースメーカーケーシングとの間でインピーダンス測定が行われる。しかし制御、心拍出端子16とインピーダンス測定のために複数の電極を設ける多電極装置も考えられる。

図示のハートベースメーカーの機能は次のとおりである。ハートベースメーカーが所定端子9、例えば外部からプログラミング可能な所定の周波数 f を設定する。この周波数により四重パルス発生器1は心臓5に制御パルスを放出する。周波数 f は個々の制御パルスの開閉 t_1 と t_2 により規定される。心拍出端子10により記録された心拍も、刺激された心拍も抽出される。各抽出された心拍により、ハートベースメーカー制御部9にて四重開閉 t_1 との時間開閉がスタートされ。この時間開閉が完全に経過した後、制御パルスの出力が基づき、時間開閉は新たにスタートされる。この時間開閉の経過前に自然のみ拍が抽出されたなら、時間開閉は制御パルスを形成することなく新たにスタートされる。

致死の開閉で、ハートベースメーカー制御部9では2

特表平6-501177 (5)

つの相次ぎ現れる前進パルス波の間隔が次々と重なることより、 $\Delta S V$ だけ変化される。この測定の変化により、伝導期充血相が生じたため、吐出量 $S V$ がそれより直ちに応応する。一方、傳導期の通常の圧力は変化せず、従い平均心臓時間容積は変化しないままである。変化 $\Delta S V$ (+) と $\Delta S V$ (-) にはインビーダンス変動 ΔZ の変化 ΔZ (+) と ΔZ (-) が相応する。測定パラメータ抽出数 ± 6 よりインビーダンスの波形は前回第 2 図を介して抽出された心相に同調化される。測定パルス間隔が Δt で記録された際には、まず左房の心房期でインビーダンス変動 ΔZ が抽出され、その後記録された心房期 ± 1 でインビーダンス変動 ΔZ が抽出される。引き続き、2 つのインビーダンス変動の差が $\Delta (\Delta Z (+)) - \Delta Z (+) - \Delta Z (-)$ により形成される。同じようにして、前進パルス間隔が Δt だけ短縮する際にはインビーダンス変動 $\Delta (\Delta Z (-))$ が抽出される。この 2 つの波からハートペースメータ所用部よりは前 $\Delta (\Delta Z (+))$ と $\Delta (\Delta Z (-))$ が形成される。この両者は、前進パルス間隔変動により算出された吐出量変化の比 $S V (+) / \Delta S V (-) = \exp (-\Delta t / \Delta t_0)$ に相当する。従い上に示したように、患者の血流状況に対する尺度となる。このようにして求められた負荷に対する実験値はハートペースメータ所用部よりは目標値と比較される。

図 3 は、式別紙で示されている。図 4 が図 3 に各負荷状態下に実測波形 ± 1 がある。この波形波幅 ± 1 から心相の用波幅 ± 1 とさらに高めの心臓時間容積 ± 2 の上昇は生じない。図 4 には、心臓率 ± 1 の変化が心臓時間容積 ± 2 の変化をほとんど生じさせない領域がハッティングで示されている。心臓率変度の実験値が個人差の大きいものであるため、ハートペースメータ所用部の測定波幅を負荷状況に応じて変化させることが必要である。すなわち、心臓時間容積 ± 2 と $S V$ が直角に比例して変化し、用波幅 ± 1 が心臓時間容積 ± 2 の低下にならないように変化させるのである。

ハートペースメータにおける血流力学的用波幅変化のための例を以下説明するに際し、上に述べた事実が利用される。すなわち、各被験者の心臓率変度は負荷状況が一定に富む場合、心臓時間容積 ± 2 を近似的に一定に保持するのである。これは、負荷に依存し、常に典型的な用波幅 ± 1 からは、前進波幅 ± 1 の上昇 ± 1 を吐出量 $S V$ の相応の低減 ± 2 と $S V$ により補償するようにして行うのである。すなわち、負荷が一定の場合 ± 1 に対して比較的に大きめ ± 1 があつてはまつ。

$HIV = S V - f \cdot (S V - 15\%) \cdot (f + 1)$

従い、吐出量 $S V$ の相対的変化に対して次式が成り立つ。

$A S V / S V = \Delta S V / (f + \Delta t_0)$

日標値は一定の値としてこの図示しない外部プログランミングユニットにより設定することができる。または測定波形 ± 1 に依存する値とすることもできる。日標値 ± 1 実験値比較に依づき、ハートペースメータ所用部 ± 2 が前進パルス発生数 ± 1 に測定パルスの出力を置き換せる波数数 ± 1 が算出される。

以下、図 3 および 4 にに基づき、ハートペースメータにおける本発明の内部での血流力学的用波幅変化の実施例を説明する。各被験者の心臓率変度は心臓時間容積 ± 2 を患者の物のよび心相に併せて測定する。心臓時間容積 ± 2 と吐出量 $S V$ の波としての心臓時間容積 ± 2 はその期、圧力波 ± 3 と末梢血流抵抗 R に比例する。すなわち、 $HIV = S V \cdot f - f \cdot m \cdot R$ である。ここで末梢血流抵抗 R はほぼ直角に負荷に応応する。これは例えば、膝の活動の際にその出力が低減し、それにより末梢血流抵抗 R の値が低減するようにして応応する。これに応応する短時間の血圧低下は中枢神経系の活動のレセプタにより検出され、心臓時間容積 ± 2 を高めるための心相への信号に変換される。心臓時間容積は吐出量 $S V$ と心臓時間容積 ± 2 を平均して高められる。次に心臓時間容積 ± 2 は平均して、負荷に比例する値に算出する。

図 3 は正常な心相に対して、吐出量 $S V$ の経路を心臓時間容積 ± 1 に依存して、従々異なる負荷段階において示す範囲である。心臓時間容積 ± 2 が一定の特性値

図 1 が示すように、パルス間隔 ± 1 を算出 ± 1 だけ短縮すると、第 2 の心臓時間 ± 1 において吐出量がゼロになる。この場合、吐出量 $S V$ の変化 ± 2 に算出して次式が成り立つ。

$$\Delta S V_0 = S V_{n+1} - S V_n - 0 - S V_n$$

従い、所定の測定容積 ± 1 において吐出量 $S V$ は次のようにして求められる。すなわち、数秒の時間間隔で波形波、心臓時間 ± 1 を定める 2 つの前進パルス間の間隔をそれぞれ比較的に大きくなる量 ± 1 だけ短縮し、これにより想定された吐出量 $S V$ の変化 ± 2 を抽出するのである。この過程は、 $\Delta S V$ が比較的に大きくなるまで実行られる。しかしながら $\Delta S V$ に対して、先行する ± 1 も小さめが抽出されると同時に、先行する後、すなわち ± 2 に対する最大値 ± 3 が $\Delta S V_0 = -S V_0$ として定められ、パルス間隔 ± 1 の算出された量 ± 1 が ± 1 として定められる。前の実施例で既に示したように、吐出量 $S V$ の変化 ± 2 ないし $\Delta S V_0$ は心臓時間のインビーダンス測定により求めることができる。インビーダンス変動 ± 1 は吐出量 $S V$ の関数であるから、 $\Delta S V = S V_{n+1} - S V_n$ の上であると定められる。従つて、 $\Delta S V = \Delta S V_0$ により求められる。ここで ± 2 は、前進パルス間隔が ± 1 と Δt_0 だけ延長したときのインビーダンス変動で

図4はハートベースメーカーのブロック図面を示す。このベースメーカーでは、上に説明した直流力学的周波数変換器が適用される。その振幅2と同じ機能ブロックには同じ参考信号が付してある。ハートベースメーカーは制御パルス発生器1を有する。制御パルス発生器の出力端子2は制御可能なスイッチ3と電極端子4を介して、患者5の心臓5に配置された電極6と接続されている。制御パルス発生器1の第2の出力端子7はハートベースメーカーのここに表示しないケーシングと接続されている。ケーシングは両端子板として用いられる。制御パルス発生器1は制御端子8を介して用波数変換ユニット20と接続されている。この制御ユニットはハートベースメーカー端子9の構成部であり、制御パルス発生器1を制御パルスの出力のための所定の周波数で制御する。周波数は、患者の負荷状態を検出するセンサ10の出力信号11に依存して制御可能である。センサの出力信号は信号増幅器22を介して周波数変換ユニット20に供給される。自然の心拍および刺激された心拍を検出するために電極端子6とハートベースメーカーのケーシングとの間では、心拍検出器10の第1入力端子12が制御パルス発生器1の出力端子2に、第2入力端子12がハートベースメーカーケーシングに接続されている。心拍検出器10の出力信号は信号増幅器22を介して、ハートベースメーカー端子9内の端子および両端子板23と接続されている。源

定パラメータ検出器16は第1入力端子12が別の制御可能なスイッチ4および電極端子4を介して先端電極6と接続され、第2入力端子17が第2の電極端子24を介して、第1電極6から距離をおいたリング電極25と接続されている。測定パラメータ検出器16は2つの電極6と25の間のインピーダンスを測定するのに用いる。測定パラメータ検出器16はさらに制御端子8を介して心拍検出器10と、出力信号端子19を介して、ハートベースメーカー端子9の出力信号端子26と接続されている。端子および両端子板23と信号増幅器22は出力側で直波数変換ユニット20と接続されている。直波数変換の出力信号は周波数変換ユニット20を前段する制御端子8に供給される。

周波数変換ユニット20は制御パルス発生器1に、センサにより検出された患者の負荷状態に依存する周波数での制御パルスを出力させる。この場合、心拍の周波数をにおいて、2つの周波数変換する直波数変換の両端子が一度、並んでだけ接続される。測定パラメータ検出器16では上述の2つの各周波数変換の間に、心臓5での電極6と25間のインピーダンスが心拍検出器10により検出され心拍に同期して検出される。さらに信号増幅器22では、周波数変換に先行する心拍端子nでのインピーダンス変動nとZnと、持続時間の変化された心拍端子1とのインピーダンス変動nとZn+1との間の差が形成される。一度のパルス変換は

周波数変換の両端子において比較的に増減する相対量Δnとしによりくり返され、信号増幅器22にてそれぞれ新たなΔn(ΔZ)に対する値が前に検出された値と比較される。新たに検出された値が先行する値よりも大きければ、パルス間隔延長の過程は、新たに検出されたΔ(ΔZ)に対する値が前に検出された値よりも所定の値だけ小さくなるまで抜けられる。次いで前に検出されたΔ(ΔZ)に対する値がΔ(ΔZ)として定義され、累積される。

周波数変換ユニット20が周波数変換を比較的に長い時間間隔(数分)で変化すると、センサ10が負荷変化を検出するかまたは周波数変換ユニット20が自動的に周波数変換を実行するので、これにより生じる新たな値Δ(ΔZ)より1が信号増幅器22にて、比較的短時間の周波数変換Δnの累積に検出されたΔn(ΔZ)と比較され、2つの値の差Δ(Δ(ΔZ))が形成され、引き続きΔn(Δ(ΔZ))とΔ(Δ(ΔZ))が形成される。この間に周波数変化Δn(ΔZ)による吐出量SVの相対変化ΔSVとSVに相応する。差Δ(Δ(ΔZ))と23では検出された心拍の発生する時間端子24と端子11(Δ(ΔZ))が形成される。直波数変換27では、制御ブロック23と26の出力端子の比較により、端子Δ(Δ(ΔZ))とΔ(Δ(ΔZ))よりも大きいか小さいかが決定される。これに

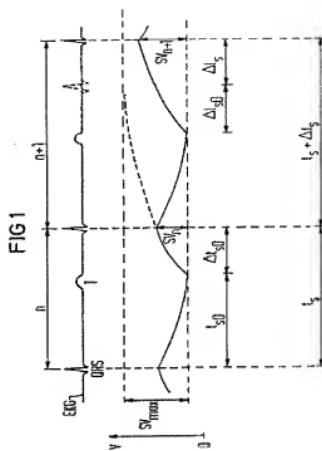
より周波数変化Δnにより心臓時間間隔ΔZ = ΔΔZ + Δが改善されるかまたは悪化するかが決定される。比較結果に基づき周波数変換ユニット20は制御端子28を介して、負荷が一定の間に心臓時間間隔ΔZの悪化を引き起こす周波数変化Δnが取りやめられるよう抑制される。

次の心臓の負荷状態を識別するための実験例を説明する。吐出量SVの検出により定期的に心臓の負荷状態が評価され、周波数は長い間に、心臓の心拍数が有効に作用していないか否か、すなわち振幅であるかが検出される。周波数変換する直波数変換のパルスがスループットを変化することにより周波数の周波数変換を引いて、吐出量に依存する測定パラメータを分析する。これによりこの種の負荷状態の検出が可能である。そのために本発明では心拍検出器により検出された心拍波数が、直波数の周波数上昇Δn(ΔZ)より1, Δ(ΔZ), ..., すなわち累積Δn(ΔZ)の累積Δn(ΔZ), Δ(ΔZ), ..., により実測され、心拍および周波数によって、吐出量に依存する測定パラメータが周波数変化Δn(ΔZ), ..., Δ(ΔZ), ..., に依存して変化したかおよびどの程度変化したかが評価される。吐出量に依存する測定パラメータの変化が所定の閾値以下であれば、負荷状態が検出され表示される。

直波数の高い基本周波数Δ1, Δ2, ..., すなに、基本周波数の変化Δ1(Δ1), Δ2(Δ2), ..., Δn(Δn)、Δ(Δ

2.2. 一方で心拍する、吐出量検査用パラメータの実化パターンを測定し記憶し、解算の検出のための比較分析に使用すると分析がさらに改善される。

図5はハートベースメータからの検査検出に対する相応の実験例を示す。ここでは図4に示されたハートベースメータと比較してハートベースメータ方針部9の構成が異なるだけである。測定パラメータ検出器16に接続された評価回路2では、2つの第2回路統する心周期nとn+1での初期バルス開閉時間t₀の変化Δt₀に基づき行われたインピーダンス変動Δzの変化Δz (ΔZ) が検出され、解算により、前2に実施例と同じように、障害のある量SVmaxが検出される。このようにして求められた値は、心拍検出器10により検出された心拍周波数fに併記してメモリ30に記憶される。このように記憶された値は、解算を検出するための次の評価回路3にて、所定のプログラミング可能な値、または前もってハートベースメータにより算出された値もモデルと比較される。無障が検出された際には、周波数制御ユニット20を調整するための機能ユニット32が操作を終了するよう助ける。



374

1000 inserts into the partner identity programme relating to the partner programme should be sent via the intra-headcount banked relationship service provider. The partners are to be contacted via the European Project Office (EPO) for us. The European Project Office is to be very strict for these partners, which are clearly given for the purpose of information. DE/01/01/01

Printed name and/or sex report	Pedigree date	Pedigree entry	Pedigree date
EP-A-9250899	17-02-85	IS-A- 4856121	15-08-85
EP-A-9337983	13-01-89	IS-A- 1191668	04-04-89
		SP-A- 1195668	07-08-89